

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-070305

(43)Date of publication of application : 21.03.2001

(51)Int.Cl.

A61B 8/08

A61B 8/06

(21)Application number : 11-248978

(71)Applicant : MATSUSHITA ELECTRIC IND CO
LTD

(22)Date of filing : 02.09.1999

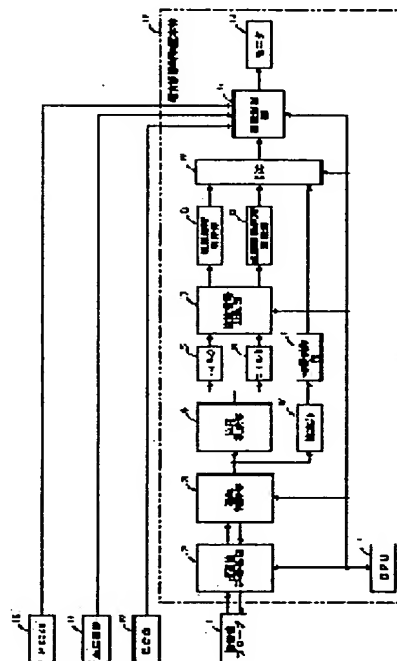
(72)Inventor : SUNAKAWA KAZUHIRO
SORINAKA YOSHINAO
KANAI HIROSHI

(54) SONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To measure blood flow velocity and velocity of a blood wall at the same time by separating ultrasonic echo from blood flow and that from a blood wall.

SOLUTION: Ultrasonic echo from blood flow and a blood wall is phase detected and compared by separation with a filter. A deflection angle of echo line is controlled in such a direction that blood flow and velocity of a blood wall can be measured at the same time based on a comparison result in a delay control portion 3. Separated ultrasonic echo detection signal is operated in a real time way in a blood flow velocity operation part 8 and a tissue velocity operation part 9 to determine blood flow velocity and blood wall velocity. Then, a wave form of blood flow velocity and that of blood wall velocity are displayed in color on a B mode tomographic image.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 27.08.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3578680

[Date of registration] 23.07.2004

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's]

BEST AVAILABLE COPY

(5)IntCl. A 61 B 8/08 8/06	識別記号 P I A 61 B 8/08 8/06	サーゴ・ド・(参考) 4 C 3 0 1
----------------------------------	------------------------------------	-------------------------

審査請求 未請求 請求項の枚数 4 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平11-248578	(71)出願人 000005221 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(22)出願日 平成11年9月2日(1999.9.2)	(72)発明者 砂川 和宏 宮城県仙台市青葉区明通二丁目五番地 株式会社松下通信仙台研究所内
	(72)発明者 反中 由臣 神奈川県横浜市中区北區島田四丁目3番1号 松下通信工業株式会社内
	(74)代理人 10009254 弁理士 役 島明 (外3名)

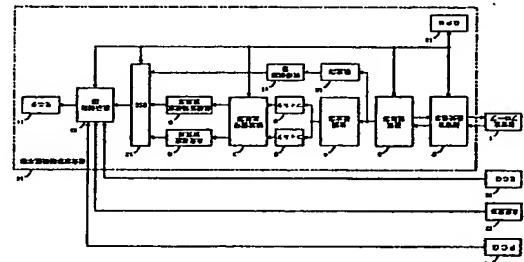
最終頁に図く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 血流からの超音波エコーと血管壁からの超音波エコーを分離して、血流速度と血管壁の運動速度を同時に計測する。

【解決手段】 血流と血管壁からの超音波エコーを位相検波し、フィルタで分離して比較する。遅延制御部3は、比較結果に基づいて、血流と血管壁の運動が同時に計測可能な方向に、音響線の偏向角度を制御する。分離した超音波エコー検波信号を、血流速度演算部8と組織運動速度演算部9でリアルタイムに演算して、血流速度および血管壁運動速度を求める。血流速度波形と血管壁運動速度波形を、Bモード断面画像上にカラー表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波プローブから生体内に超音波を送信する送信手段と、生体内から得られた超音波エコーを受信する受信手段と、前記超音波の受信の音響線方向を制御する遅延制御手段と、前記超音波エコーを位相検波する位相検波手段と、前記位相検波した信号から組織からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、前記位相検波した信号から血流からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、前記組織からの超音波エコー成分を除いた信号と前記血流からの超音波エコー成分を除いた信号を比較する検波信号比較手段と、前記位相検波した信号から血流速度を演算する血流速度演算手段と、前記位相検波した信号から血管壁を主とする組織の運動速度を演算する組織運動速度演算手段と、前記血流速度と血管壁を主とする組織の運動速度を表示する表示手段と、前記検波信号比較手段からの比較結果に基づいて、前記組織からの超音波エコー成分を除いた信号の位相と前記血流からの超音波エコー成分を除いた信号の位相がそれぞれ所望の値になるように、前記遅延制御手段により超音波を送信する音響線の向きを制御する手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記検波信号比較手段からの比較結果に基づいて、前記組織からの超音波エコー成分を除いた信号の位相と前記血流からの超音波エコー成分を除いた信号の位相の両方と前記血流からの超音波エコー成分を除いた信号の位相の両方がそれぞれ所望の値になるように、前記遅延制御手段により超音波を送信する音響線の向きを制御する手段とを具備することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記血流速度演算手段と前記組織運動速度演算手段は、前記血流速度と前記血管壁を主とする組織の運動速度をリアルタイムに演算する手段を備え、前記表示手段は、前記血流速度と前記血管壁を主とする組織の運動速度を同時に表示する手段を備えたことを特徴とする請求項1、2記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記表示手段は、Bモード断面画像上に前記血流速度と前記血管壁を主とする組織の運動速度を重ねて表示する手段を備えたことを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】 本発明は、超音波診断装置に関する。特に、生体内の超音波エコー信号から血流速度や血管壁の運動速度を表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 動脈硬化診断を目的とした頸動脈の超音波診断は、現在、汎用超音波診断装置の主要機能である。Bモード機能、Mモード機能、超音波エコーの位相検波、カラードプラー機能を用いた血流速度診断の結果を用いて行っている。

【0003】 Bモード機能では、血管内径の評価、血管

壁の評価、隆起病変の評価が行われ、Mモード機能では、時間的な血管径の変化の評価が行われ、FFTドプラー機能とカラードプラー機能では、隆起病変による血管狭窄部位の血流速度の評価が行われる。

【0004】 Bモード機能を用いた隆起病変の評価においては、隆起病変の存在や大きさの観測と、モニタに表示される超音波エコー画像の画質から、病変の性状を判断することが行われている。しかし、Bモード機能を用いた評価法では、主に血管径による隆起病変のような画質の悪いものは発見しにくく、画質により性状を判断しているために、定量的に評価できないという問題がある。

【0005】 組織性状診断を目的とした超音波診断装置の機能として、第一に、特開9-313485号公報に開示されているように、組織ドプラーイメージングを用い、組織ドプラーイメージングがあげられるが、超音波プローブに対する組織の運動しない部分の検出が難しい。また、生体からの超音波エコー信号は組織だけでなく、血流からのエコー信号が含まれているが、組織ドプラーイメージングでは、超音波エコー信号のドプラー偏移周波数について位相検波した信号について、組織の運動速度と血流速度を同一の超音波の送受信で行うことができない。

【0006】 同様な組織性状診断を目的とした超音波診断装置の機能として、第二に、特開10-5226号公報に開示されているように、超音波エコーの後出力信号の振幅と位相の情報から、最小二乗法を用いて、対象の瞬時的な位置を決定することによって、高精度なトラッキングを行い、拍動などによって大きく動いている組織中の微小運動を計測することができる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、従来の超音波診断装置では、血管内の隆起病変を診断する際に隆起病変の性状を知ることができないが、同一の超音波の送受信では隆起病変部を流れる血流の速度を知ることができないという問題があった。

【0008】 本発明は、このような課題を解決し、生体組織からの超音波エコーの成分と血流の成分を分離して、組織の微小運動速度と血流速度の計測を同一の超音波の送受信で同時にを行うことを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するためには、本発明では、超音波診断装置を、超音波プローブから生体内に超音波を送信する送信手段と、生体内から得られた超音波エコーを受信する受信手段と、超音波の送受信の音響線方向を制御する遅延制御手段と、超音波エコーを位相検波する位相検波手段と、位相検波した信号から組織からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、位相検波した信号から血流からの超音波エコー成分

[illegible]

【0010】このように構成したことにより、ユーザが容易に血管壁の傾向角度を制御することができ、血流からの超音波ノイズと血管壁とを主とした組織からの超音波を同時に計測することができる。

【0011】また、血流からの位相検波信号から血流速度演算手段で演算した結果と、血管壁を主とする組織からの位相検波信号を組織運動速度演算手段で演算した結

果を、DSC（デジタル・スキャン・コンパーク）で映し、造影剤を投与して、Bモード画像と併せてモニタに映示する構成とした。このように構成したことにより、モニターが容易に音響軸の傾向角度を調節することができ、断面画像上で血流速度および血管を主とする組織の運動速度が観測できる。

【0012】
【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態につい
て、図1から図8を参照しながら詳細に説明する。

【0013】（第1の実施の形態）本発明の第1の実施の形態は、組織からの超音波エコー成分を除去了た信号の位相と、血流からの超音波エコー成分を除去了た信号の位相が、それぞれ所望の値になるように、超音波制御部で超音波が送受信の音響線のを制御する超音波診断装置

(0014) 図1は、本発明の第1の実施形態の形態における超音波探射装置の構成を示す機能ブロック図である。図1において、超音波プローブ1は、電気信号を超音波に変換して生体へ送出する手段である。超音波受信情報2は、超音波プローブ1を介して生体に伝送された送信電圧を受信する手段である。逆変調回路3は、送信の逆変調制御を行って検出を行う手段である。位相検波部4は、受信情報を位相検波する手段である。フリップス、6は、用途に応じて選択可能な手段である。フィルタ5は、検出信号と比較できるフィルタである。位置あるいは距離等は比較する手段であり、位置あるいは距離等を算出する手段である。血流量測定演算部8は、血流量度を算出する手段である。組織弾性度演算部9は、血管壁の運動速度を算出する手段である。検波部10は、受信信号を包絡線抽出する手段である。DSC12は、検出信号に交換される手段である。表示制御部13は、検出結果を被検体番号に対応した検出する手段であ

る。

る。モニタ4は、表示信号を表示する装置である。

[0015] 上記のように構成された本発明の第1の実施形態における超音波探傷装置の動作を説明する。超音波プローブ1は、生体への超音波の送信を行う。超音波の出力は、超音波探傷装置本体18(超音波制御部)3に伝わる。生体からの反射音波が超音波に変換し、生体へ送り返す。超音波制御部を行った後、受信部2を経て、超音波プローブ1で電気信号を超音波に変換し、生体へ送り返す。生体から得られた超音波エコー信号は、超音波プローブ1で電気信号に変換し、超音波受信部2へ送られる。御3を経て、検波部10と信号処理部11に入力される。

[0016] 検波部10では、受信信号を包絡線検出し、包絡線制御部13を経て、モニタ4に出力される。位置検出器4では、受信信号を用いて検波する。フィルタ5、フィールド6において、主に高域からの超音波エコー成分を除去した信号をと、主に低域からの超音波エコー成分を抽出した信号に分断する。検波信号比較部7を経て、DSC12で検波信号に変換し、表示制御部13を経て、モニタ4に出力される。

【0017】フィルタ5、フィルタ8は基本的に同じ機能のものであり、用途に応じて遮断周波数を設定することができるとする。図2は、フィルタ5、フィルタ6の特性を示す図である。生体からの超音波エコーの振幅シフト(ドプラシフト)20、21は、組織からのもので、相シフト(LPF)によって、組織からの超音波エコー成分を除去し血流からのドプラ信号を取り出し、ローパスフィルタ(LPF)によって、血流からの超音波エコー成分を除去し血流からドプラ信号を取り出し、ローパスフィルタ(LPF)によって、組織からの超音波エコー成分を含わせて示している。しかし、生体からの超音波エコーの成分相シフト(ドプラシフト)成分は、組織からのものと血流からのものを分離できない場合もあるもので、フィルタ5、フィルタ6の遮断周波数を任意に設定できるようにしても良い。

【0018】図3に、超音波エコーの位相シフト（ドプラシフト）成分に対応して、L P F の遮断周波数を任意に設定する例を示す。図3では、L P F の例を示したが、H P F でも同様な設定が可能である。また、血流からの超音波エコーの振幅が小さいことを利用して、あるレベルの閾値で血流からの超音波成分を除去しても良い。

【0019】フィラ5、フィラ6によって、血液に

音響線方向に、超音波プローブから送信する音響線の向きを制御する。

【0020】上記のように、本発明の第1の実施形態では、超音波検査装置を、組織からの超音波成分成分（以下、「超音波成分」と略す）と、血流からの超音波成分（以下、「超音波成分」と略す）とを分離して測定できるように構成されている。また、超音波成分と超音波成分とを分離して測定できるように構成されている。

【0002.1】(第2の実施の形態) 本発明の第2の実施の形態は、検波信号比較部からの比較結果に基づいて、超音波送受信部からの超音波成分を除去した信号と、血流から超音波成分を除去した信号が分離するように、超音波成分を除去した信号を分離するように、超音波送受信部により超音波送受信の音響線の向きを制御して観察する超音波診断装置である。

【0022】本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の構成は、図1と同じである。図4(a)は、本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超

ラシメント)を示す図である。図 5 (a) は、超音波普照線が血流の方向と直交する場合の例を示す図であり、図 5 (b) は、そのときの超音波一価位相シフト (ドプラシフト) の例を示す図である。図 6 (a) は、超音波普照線が血流の方向と大きくしずれた場合の例を示す図であり、図 6 (b) は、そのときの超音波一価位相シフト (ドプラシフト) の例を示す図である。図 7 は、本装置に対して血管が平行でない場合の計測の模式図であ

[illegible]

【0024】超音波プローブ1から送受信される超音波の音響波方向が、血管壁の運動方向と同じ場合、超音波の音響波方向と血流の方向が直交するために、血流からの超音波散乱エコーの位相シフト（ドプラシフト）は計測できないう。図5に、超音波音響波の方向が血流の方向と直交する場合の例と、そのときの超音波エコーの位相シフト（ドプラシフト）の例を示す。

【0025】また、超音波プローブ1から送受信される超音波の音響軸方向が、なるべく血流の方向と同じにな

るるように傾向した場合、血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト（ドブラシフト）は微小になり、計測できない。図6に、超音波エコーの傾向角度を大きくした場合の例と、そのときの超音波エコーの位相シフト（ドブラシフト）の例を示す。

【0026】検査倍率比較図7は、血管壁の運動による超音波シフト（ドプラシフト）成分と、血圧変動による超音波シフト（ドプラシフト）成分とを比較し、それぞれが位相シフト（ドプラシフト）成分に直交する超音波散射受角の音響線の偏向角度を、体動検出装置3に出される超音波送信部の指向性によって示すものである。図7に示すように、血管が平行でない場合には非常に有用である。

【0027】なお、血管壁の運動による超音波エコー変化は、血液による超音波エコーの位相シフト（ドップラー効果）の他に、周波数スペクトルの広帯域も含んでいる。また、超音波受層の音響軸の方向を正しくして画像を図示し、ユーザが容易に修正できるようにしてよい。

【0028】上記のように、本発明の第2の実施形態では、超音波診断装置を、検波信号比較部からの比較結果に基づいて、組織からの超音波成分を除去した信号と、血流からの超音波成分を除去した信号とが分離する構成とにより、超音波送受信の音響特性を制御して観測する構成とにより、組織の微小構造の断面を正確に抽出して、断面の断面図を生成することができる。

【0029】(第3の実施の形態)本発明の第3の実施の形態は、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算し、血流速度の波形と血管壁の運動速度を、同時にモニタのモード画像上に表示する超音波診断装置である。

【0030】本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の構成は、図1と同じである。図8は、Bモード画像上に、血流速度と血管壁の運動速度を波形で表示した例の模式図である。

[illegible]

ユーザーの位相シフト(ドブラシフト)成分と、血管壁の変位速度を示す超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分とを比較信号処理部7を経て、それぞれ、血流速度値表示部8と、検出信号処理部9において、血流速度と血管壁の変位速度からドブラシフト法に基づき演算する。表示例図13(40032)DSC12では、血流速度と血管壁の変位速度の両方ともを演算した結果を示す検査番号に換わる。表示例図13(40032)DSC12画面において、Bモード画面上に、血流速度と血管壁の変位速度を表示し続けるように変換し、モニタ14に出力する。

8は、Bモード画像上に、血流速度と血管壁の運動速度を波形表示した例である。図8の例では、Bモード画面上に波形を表示しているが、Mモード等、他の診断モード上に表示しても良い。また、血流速度と血管壁の運動速度の他に、血管壁の運動速度から求められる血管壁厚変化、心電波形 (ECG)、心音波形 (PCG)、血圧波形を同時に表示しても良い。また、表示の形態は波形の他に、数値、音、棒グラフでも良い。

【0033】血管壁の運動速度の演算をFFTトランス法によるものとして説明したが、その他の方法として、高精度なトラッキングを行い、大きく動いている組織中の微小運動速度の波形を表示する方法がある。この方法によれば、血流の流の乱れの分布の状態と血管壁の運動の関係のよりよい把握が可能となる。

【0034】上記のように、本発明の第3の実施の形態では、超音波診断装置を、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算して、血流速度の波形と血管壁の運動速度の波形を、モニタのBモード画像上に同時に表示する構成としたので、音響線の偏向角度を調整しながら、断面画像上で血流速度および血管の運動速度を計測できる。

【0035】(第4の実施の形態) 本発明の第4の実施の形態は、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算し、Bモード断面画像上に、血流速度と血管壁の運動速度を重ねて表示する超音波診断装置である。ここでは、例として血流速度と血管壁の運動速度をカラーで表示する場合について説明する。

【0036】本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の構成は、図1と同じである。図1の超音波診断装置において、受信した複数の音響線の超音波エコーを、フィルタ5とフィルタ6により分離する。血流による超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) 成分と、血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) 成分は、検波信号比較部7を経て、それぞれ血流速度演算部8と組織運動速度演算部9に送られて、血流速度と血管壁の運動速度が演算される。

【0037】DSC12では、血流速度と血管壁の運動速度を演算した結果を映像信号に変換する。表示制御部13において、Bモード画像上に血流速度と血管壁の運動速度を二次元カラー表示する信号に変換されて、モニタ14に出力される。血流速度のカラー表示は、速度表示の他に、自己相関法による分散表示とパワー表示を行う。また、血管壁の運動については、速度表示、分散表示、パワー表示の他に、血管壁の運動速度から求められる血管壁厚変化の表示を行う。

【0038】上記のように、本発明の第4の実施の形態では、超音波診断装置を、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算し、Bモード断面画像上に、血流速度と血管壁の運動速度に応じた二次元カラー表示をする構成としたので、断面画像上で血流速度および血管

主とする組織の運動速度やその他の状態パラメータを容易に把握できる。

【0039】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明では、超音波診断装置を、超音波プローブから生体内に超音波を送信する送信手段と、生体内から得られた超音波エコーを受信する受信手段と、超音波の受信の音響線方向を制御する送信制御手段と、超音波エコーを位相検波する位相検波手段と、位相検波した信号から組織からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、位相検波した信号から血流からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、組織からの超音波エコー成分を除去した信号と、血流からの超音波エコー成分を除去した信号とを比較する検波信号比較手段と、位相検波した信号から血流速度を演算する血流速度演算手段と、位相検波した信号から血管壁を主とする組織の運動速度を演算する組織の運動速度演算手段と、血流速度と血管壁を主とする組織の運動速度を表示する表示手段と、検波信号比較手段からの比較結果に基づいて、組織からの超音波エコー成分を除去した信号の位相と血流からの超音波エコー成分を除去した信号の位相がそれぞれ所望の値になるように、送信制御手段により超音波送信の音響線の向きを制御する手段とを具備する構成としたので、超音波音響線方向を自由に偏向させて、血流からの超音波エコーと血管壁を主とする組織からの超音波エコーを分離して、血流速度と血管壁を主とした組織の運動速度を同時に計測できるという効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1～4の実施の形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置のハイパスフィルタ (HPF) によって、組織からの超音波エコー成分を除去し、ローパスフィルタ (LPF) によって、血流からの超音波エコー成分を除去した例を示す図。

【図3】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) 成分に応じて、ローパスフィルタ (LPF) の遮断周波数を任意に設定する例を示す図。

【図4】(a) 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波音響線の方向を偏向させた状態を示す概念図と、(b) 得られる超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) の例を示す図。

【図5】(a) 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波音響線の方向が血流の方向と直交する場合を示す図、(b) 得られる超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) の例を示す図。

【図6】(a) 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波音響線の偏向角を大きくした場合を示す図、(b) 得られる超音波エコーの位相シフト (ド

プラシフト) の例を示す図。

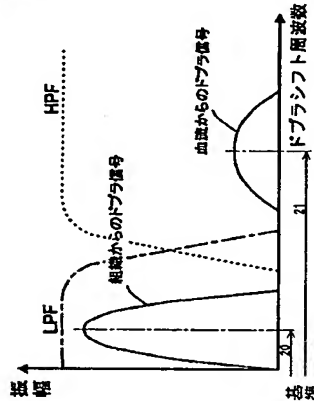
【図7】本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の構成に対して血管が平行でない場合の計測例の模式図。

【図8】本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置のBモード画像上に血流速度と血管壁の運動速度を波形表示した例の模式図である。

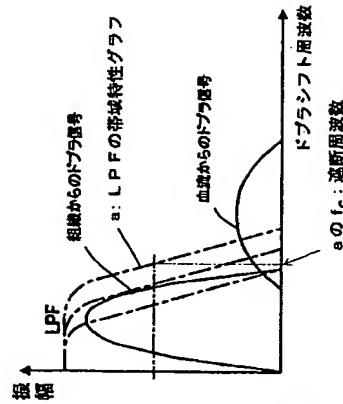
【符号の説明】

- 1 超音波プローブ
- 2 超音波送信受信部
- 3 送信制御部
- 4 位相検波部
- 5 フィルタ
- 6 フィルタ
- 7 検波信号比較部
- 8 血流速度演算部

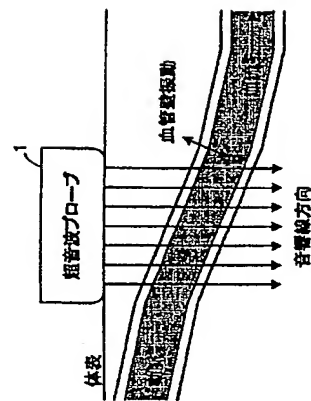
【図2】



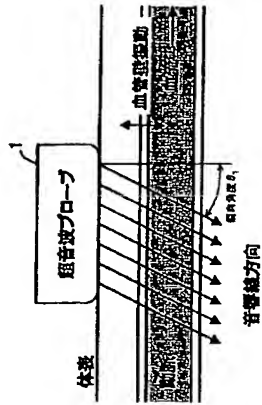
【図3】



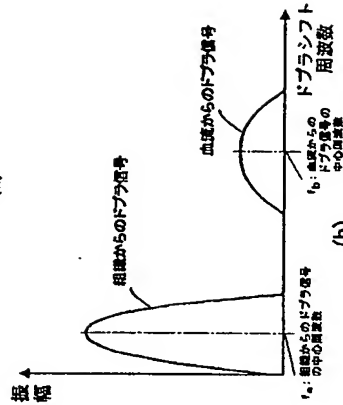
【図7】



【図4】

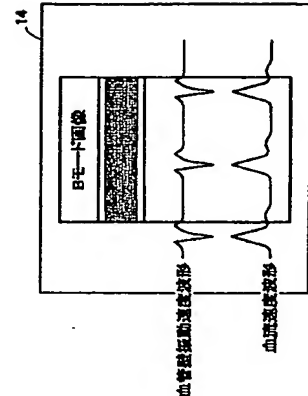


(a)

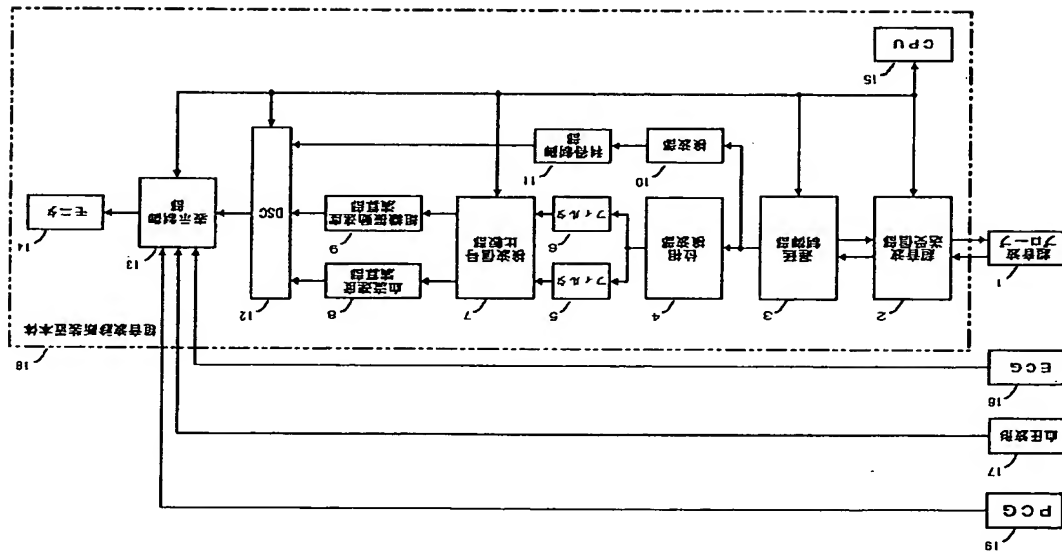


(b)

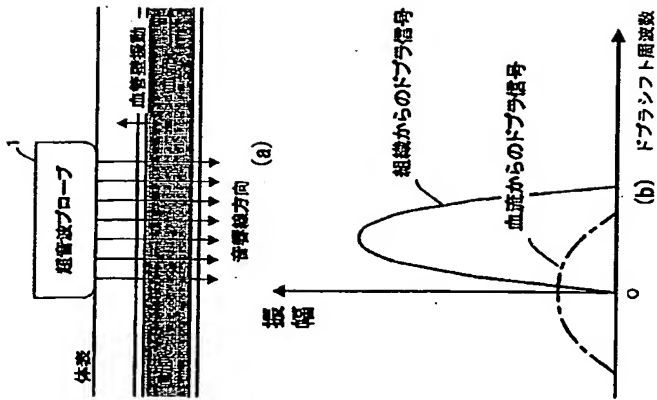
【図8】



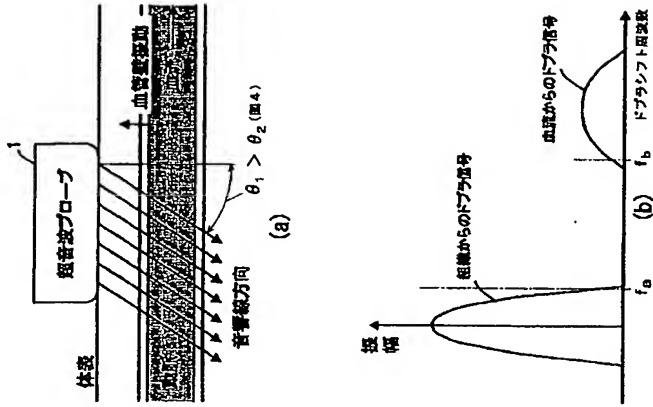
【図1】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 金井 浩
宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉05 東北大学大学院工学研究科内

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 CC04 DD01 DD02
DD06 EE20 FF27 FF28 HH52
HH53 JB11 JB22 JB38 JB47
KK02 KK12 KK22 KK34 LL